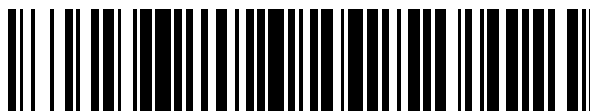


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 690 134**

51 Int. Cl.:

**A61B 1/24** (2006.01)  
**A61B 5/107** (2006.01)  
**A61C 9/00** (2006.01)  
**A61B 1/00** (2006.01)  
**A61B 1/04** (2006.01)  
**H04N 5/225** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.04.2014 E 14001225 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.07.2018 EP 2786696**

54 Título: **Sistema de cámara dental**

30 Prioridad:

**04.04.2013 DE 102013005616**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**19.11.2018**

73 Titular/es:

**DÜRR DENTAL SE (100.0%)  
Höpfigheimer Strasse 17  
74321 Bietigheim-Bissingen, DE**

72 Inventor/es:

**LAIS, PETER;  
MAIER, RAIMUND;  
HACK, ALEXANDER y  
SCHRAMM, AXEL**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 690 134 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Sistema de cámara dental

1. Área de la invención

La invención se refiere a un sistema de cámara dental para producir una imagen de un diente o de otro objeto.

5 2. Descripción del estado actual de la tecnología

Los sistemas de cámara dental se emplean en la odontología para tomar imágenes de la boca, en particular, de la cavidad oral y de los dientes dispuestos en ella. Las imágenes producidas de este modo pueden ser mostradas en un dispositivo de visualización por el médico que lleva a cabo el tratamiento con el propósito de diagnosticar o discutir las opciones de tratamiento con el paciente. Además, el médico puede almacenar las imágenes en un archivo a largo plazo para documentar el curso del tratamiento. Una cámara dental empleada en este tipo de sistemas es conocida, por ejemplo, a partir del documento DE 10 2009 017 819 A1.

10 Por lo tanto, se conocen sistemas de cámara dentales que ofrecen más posibilidades de diagnóstico más allá de una función de imagen convencional. Así, por ejemplo, se conocen sistemas de cámara dentales en los que por medio de una luz de estimulación que por lo general se encuentra en el rango UV se estimulan las bacterias de las caries o con cualquier marcador fluorescente asociado que estimule la fluorescencia. Con lo cual, al medir la luz de fluorescencia emitida pueden mostrarse de forma localizada las caries existentes, lo que permite, por ejemplo, el tratamiento con una sustancia dental más cuidadosa.

15 Como resulta evidente a partir del documento DE 10 2009 017 819 A1 antes mencionado, en particular las cámaras dentales con alta calidad de imagen por lo general poseen una óptica compleja con varias lentes. Además, este tipo de cámaras dentales deben presentar componentes móviles individuales, como, por ejemplo, una lente desplazable o un convertidor de imágenes desplazable, para permitir un ajuste de la distancia del objeto durante la reproducción de imágenes en el convertidor de imágenes. Otra posibilidad para ajustar la distancia del objeto consiste en el empleo de lentes líquidas, en las que se cambia la curvatura de una capa límite entre dos líquidos, por lo que cambia la fuerza de refracción de la lente líquida.

20 Una desventaja de estas cámaras dentales conocidas es que la óptica es compleja y grande, por lo que el cabezal de la cámara que debe introducirse en la cavidad oral no puede ser menor de un cierto tamaño mínimo. Además, para el desplazamiento preciso de los componentes móviles deben utilizarse mecanismos complejos mecánicamente que requieren de un sistema electrónico de control. Lo mismo se aplica a las lentes líquidas, para las cuales también es necesario un sistema de control electrónico.

25 Además, del documento US 2012/0281072 A1 se conoce una cámara plenóptica de enfoque con varios canales de reproducción de imágenes, en la que se prevé un filtro que produce diferentes efectos de filtro en diferentes canales de reproducción de imágenes.

Del documento JP 2005 069936 A se conoce el empleo como endoscopio de una cámara de campo de luz en el campo de la medicina.

30 Además, de ARASH TAHERI ET AL: "Focusing and depth of field in photography: application in dermatology practice", SKIN RESEARCH AN TECHNOLOGY, Vol. 19, Nº 4, 2013-03-25, se conoce en la dermatología el empleo de una cámara de campo de luz para la registrar de lesiones en la boca.

**Resumen de la invención**

35 Es, por lo tanto, el objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de cámara dental en el que la óptica de la cámara dental no requiera elementos ópticos móviles o controlables y que, no obstante, pueda reproducirse de forma nítida un amplio rango de distancia del objetivo.

40 Según la presente invención, esto se consigue por medio de un sistema de cámara dental con una cámara dental que posea una carcasa, una óptica dispuesta en su interior y un convertidor de imágenes. El sistema de cámara dental comprende además una unidad de evaluación que trabaja junto con el convertidor de imágenes para detectar el objeto. Según la presente invención, la óptica es una óptica plenóptica que está ajustada para determinar un campo de luz 4D al detectar el objeto. La unidad de evaluación está ajustada para calcular al menos una representación del objeto detectado en el campo de luz 4D.

Los inventores han reconocido que, para una cámara dental, en particular para una cámara intraoral, puede realizarse un sistema óptico compacto de alta variabilidad por medio de una óptica plenóptica.

45 Las cámaras convencionales reproducen el espacio 3D del objeto en una imagen 2D que es captada por el convertidor de imágenes. Una imagen 2D de este tipo no contiene información sobre la dirección de la que procede un haz de luz detectado por el convertidor de imágenes. En contraste, las cámaras plenópticas con ópticas plenópticas, conocidas de este modo, por ejemplo, del documento US 8,265,478 B1, además de la posición y de la

intensidad de un haz de luz incidente en el convertidor de imágenes detectan también su dirección y de este modo permiten detectar el campo de luz 4D de un objeto. Como el campo de luz 4D, también llamado función plenaria o brillantez, representa información completa sobre las condiciones ópticas del objeto detectado, con la ayuda de un algoritmo de evaluación almacenado en la unidad de evaluación es posible calcular una representación correspondiente a una imagen 2D convencional a partir de este campo de luz 4D.

Como se pondrá de manifiesto a continuación con relación a diversos desarrollos de las invenciones, es posible cambiar posteriormente al registro a través del convertidor de imágenes, sólo al cambiar diferentes parámetros del algoritmo de evaluación o del algoritmo de evaluación en sí diferentes características de reproducción, como, por ejemplo, la distancia del objeto, sin que sean necesarios en la cámara dental elementos ópticos móviles o controlables.

Una característica de una cámara plenóptica es que la óptica presenta una matriz de elementos ópticos que subdividen la trayectoria del haz de la óptica en múltiples canales de reproducción de imágenes dispuestos uno al lado del otro, cuyos campos de visión se superponen parcialmente. De este modo, cada canal óptico contiene uno o más elementos ópticos. Es necesaria una superposición parcial de los campos de visión para que para cada punto del objeto haya información en varios canales de reproducción de imágenes, para que de este modo pueda detectarse el campo de luz 4D. Una matriz, es decir, una disposición de cuadrícula, de elementos ópticos permite de una manera sencilla subdividir por completo la trayectoria del haz de la óptica en múltiples canales de reproducción de imágenes de este tipo. Para este propósito puede emplearse, por ejemplo, una matriz estenopeica o una matriz de lentes de zonas de Fresnel o lentes de Fresnel.

Según la presente invención es preferible, sin embargo, que la matriz de elementos ópticos sea una matriz de lentes que comprenda varios lentes, mientras que cada lente corresponda a uno de los canales de reproducción de imágenes.

Una matriz de lentes, en particular, una matriz de microlentes producido a partir de varias lentes muy pequeñas (de un diámetro de aproximadamente 10  $\mu\text{m}$  - 30  $\mu\text{m}$ ), es ventajosa con respecto a una matriz estenopeica porque ofrece un mejor rendimiento lumínico. Dado que cada una de las lentes en la matriz de lentes detecta el objeto bajo un ángulo de visión ligeramente diferente, se produce una imagen del objeto en el convertidor de imágenes dentro de un área del convertidor de imágenes correspondiente a un canal de reproducción de imágenes en posiciones ligeramente desplazadas lateralmente. El algoritmo de evaluación de la unidad de evaluación evalúa estos desplazamientos en el cálculo de la representación del objeto.

Según la presente invención, las lentes de la matriz de lentes son las únicas lentes de la óptica.

La óptica de la cámara dental mantiene de este modo una estructura más sencilla. La fuerza de refracción que acumula preferentemente las lentes de la matriz de lentes puede seleccionarse de modo que la matriz de lentes pueda disponerse en la proximidad inmediata del convertidor de imágenes o en contacto directo con este. De esta forma, puede producirse una cámara dental con un cabezal de cámara muy compacto. El hecho de que no se prevean más lentes a lo largo de la trayectoria del haz, a excepción de las lentes de la matriz de lentes, también hace innecesario el alineamiento preciso de otro modo necesario de diferentes lentes entre sí. Sin embargo, otros elementos ópticos sin efecto de recolección o dispersión, como, por ejemplo, una ventana de entrada o un filtro, pueden incluirse también en la trayectoria del haz de la óptica.

Según la presente invención, las lentes individuales o grupos de lentes de la matriz de lentes presentan una fuerza de refracción diferente de las otras lentes.

Una matriz de lentes de este tipo con lentes con diferente fuerza de refracción es ventajosa en términos de cálculo de las representaciones del objeto con diferentes distancias del objeto. Ya que esto amplía el rango de distancias de los objetos en los que se pueden calcular representaciones que sean lo suficientemente nítidas. Preferiblemente, se cubre un rango relativamente grande de aproximadamente 1 mm a aproximadamente 300 mm de distancia del objeto, de modo que la cámara dental puede emplearse sin componentes móviles, tanto para imágenes macro de dientes individuales como para imágenes del rostro del paciente.

En una realización de la invención, los canales de reproducción de imágenes comprenden un primer grupo de canales de reproducción de imágenes y un segundo grupo de canales de reproducción de imágenes. En la trayectoria del haz de los canales de reproducción de imagen del primer grupo, en cada caso, hay dispuesto un filtro con un primer efecto de filtro y en la trayectoria del haz de los canales de reproducción de imágenes del segundo grupo, no hay dispuesto ningún filtro o un filtro con un segundo efecto de filtro, que es diferente al primer efecto de filtro.

Esto permite, por ejemplo, el empleo del sistema de cámara dental con fines de medición de fluorescencia. De este modo, el primer efecto de filtro del primer grupo de canales de reproducción de imágenes, que representa un verdadero subconjunto de todos los canales de reproducción de imágenes, puede seleccionarse de modo que, por ejemplo, sólo pueda pasar la luz fluorescente que sea emitida por el objeto detectado por medio de la iluminación con luz de estimulación. En este caso, el efecto de filtro se selecciona de modo que en el canal de reproducción de imágenes correspondiente del convertidor de imágenes sólo se detecten longitudes de onda mayores que

- aproximadamente 495 nm. En este caso, por ejemplo, sólo uno de cada diez canales de reproducción de imágenes puede disponer de un filtro con un efecto de filtro de este tipo. Una óptica de este tipo permite, por una parte, la captura de imágenes de colores sólidos convencionales, así como la medición de la luz de fluorescencia, sin que con esto se tenga que insertar un filtro móvil a la trayectoria del haz o haya que retirarlo de ella. En el caso de una intensidad suficiente de la luz fluorescente y la sensibilidad correspondiente del convertidor de imágenes, pueden captarse simultáneamente una imagen convencional y una imagen de fluorescencia. Los filtros respectivos en la trayectoria del haz pueden disponerse en la trayectoria del haz delante o detrás de la matriz de elementos ópticos a través de una máscara de filtro. Preferiblemente, al menos un filtro con el primer efecto de filtro se forma por medio de una lente de la matriz de lentes.
- 5
- 10 Como resultado, en la trayectoria del haz no debe preverse ningún otro componente como filtro. Para producir una matriz de lentes de este tipo, pueden preverse lentes individuales, por ejemplo, con un efecto de filtrado por recubrimiento, teñido o dotado que difiera de las otras lentes.
- Alternativa o adicionalmente, en este caso el propio convertidor de imágenes puede presentar una máscara de filtro que genere una sensibilidad que dependa de la longitud de onda en los rangos seleccionados del convertidor de imágenes.
- 15
- En una realización de la presente invención, la óptica plenóptica está diseñada como óptica plenóptica enfocada.
- Esto tiene la ventaja de que puede lograrse una resolución suficiente para las imágenes dentales. En particular, la distancia de la imagen de la matriz de lentes con respecto al convertidor de imágenes y la fuerza de refracción de las lentes se seleccionan de manera que se represente un plano del objeto que se encuentre a una distancia de trabajo habitual para sistemas de cámaras dentales de aproximadamente 5 mm a aproximadamente 15 mm, preferiblemente aproximadamente 12 mm.
- 20
- En una realización de la presente invención, la unidad de evaluación está ajustada para calcular a partir del campo de luz 4D representaciones del objeto con diferentes distancias del objeto.
- Para este propósito, la unidad de evaluación emplea un algoritmo de evaluación de campo ligero 4D conocido como tal, en el cual se toma en cuenta como parámetro la distancia del objeto. A través de un dispositivo de entrada, por ejemplo, a través de un botón basculante en la cámara dental, el usuario puede especificar la distancia del objeto deseada, que corresponde a un cambio en la longitud focal en un sistema de cámara dental convencional. En el caso de una evaluación en tiempo real del campo de luz 4D, el parámetro que define la distancia del objeto puede cambiarse directamente de modo que las respectivas representaciones se calculen con la distancia del objeto deseado en ese momento. Pero el algoritmo de evaluación también puede calcular primero varias representaciones con diferentes distancias de objeto y almacenarlas en la memoria. El usuario puede luego seleccionar la pantalla con la distancia del objeto deseada. Con una realización adecuada de la óptica plenóptica, la distancia del objeto deseada en este caso puede ser elegida libremente en un rango habitual para cámaras dentales de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 300 mm, en particular, entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 55 mm, en particular, entre aproximadamente 5 y aproximadamente 45 mm.
- 25
- 30
- 35
- En una realización de la presente invención, la unidad de evaluación está ajustada para seleccionar automáticamente una representación a partir de las representaciones con diferentes distancias del objeto con referencia a al menos un criterio de evaluación predefinible.
- Con la ayuda de un criterio de evaluación que evalúa la nitidez de una representación, es posible seleccionar automáticamente a partir de las representaciones con diferentes distancias del objeto aquellas que parezcan ser particularmente nítidas para el usuario. La representación seleccionada se muestra entonces en un dispositivo de visualización. De esta forma, puede realizarse una especie de autofocus de manera puramente matemática incluso después de la detección del objeto.
- 40
- En particular, aquí puede preverse que al menos un criterio de evaluación comprenda un resultado de una medición de contraste en al menos una subárea de las representaciones.
- 45
- La nitidez de una representación puede evaluarse por medio de una medición de contraste, en particular, una medición de contraste de bordes en la que se determinan componentes de frecuencia de imagen o espesores de borde. Por medio de un dispositivo de entrada puede definirse la subárea de las representaciones (Region-of-Interest) en la que se determinaría el óptimo de la nitidez.
- 50
- En una realización de la presente invención, la unidad de evaluación está ajustada para calcular a partir de la imagen de luz 4D representaciones del objeto con diferente perspectiva del observador.
- Debido a los diferentes canales de reproducción de imágenes dispuestos uno junto al otro, la perspectiva del observador puede seleccionarse libremente dentro de ciertos límites con la definición adecuada de parámetros del algoritmo de evaluación. De este modo, pueden calcularse y mostrarse las representaciones del objeto con diferente perspectiva del observador.
- 55

Preferiblemente, se prevé que la unidad de evaluación presente un dispositivo de visualización en 3D, en particular, una pantalla auto-estereoscópica y esté ajustada para mostrar el objeto detectado de forma tridimensional al emplear al menos dos de las representaciones con diferente perspectiva del observador.

5 Esto permite representar espacialmente un objeto, por ejemplo, un diente, al seleccionar para el ojo izquierdo una representación desde un punto de vista de la perspectiva "izquierda" del observador y para el ojo derecho una representación desde un punto de vista de la perspectiva "derecha" del observador. Aquí también puede seleccionarse por medio de un dispositivo de entrada la distancia entre las dos perspectivas del observador, lo que posibilita una especie de focalización tridimensional en el objeto o permite el ajuste de las propiedades de la pantalla 3D.

10 La unidad de evaluación también puede ser ajustada para medir el objeto tridimensionalmente con la ayuda del campo de luz 4D.

Debido a la información completa contenida en el campo de luz 4D detectado, es posible con la ayuda de un algoritmo de evaluación de profundidad en la unidad de evaluación medir tridimensionalmente el objeto detectado. Esto significa que, por ejemplo, puede crearse un modelo tridimensional a partir de una superficie de mordida de un diente, que eventualmente reemplaza a una impresión mecánica clásica de la superficie de la mordida. Esta realización de la presente invención representa una innovación significativa en la medida en que los sistemas que hubo hasta la fecha para la medición tridimensional de los dientes siempre se han implementado en dispositivos de diagnóstico separados con la ayuda de escáneres láser. Preferiblemente, en la presente invención, con el fin de ayudar en la medición tridimensional, el objeto a detectar puede ser iluminado por medio de una fuente de luz que tenga un patrón de luz predeterminado. Para este propósito puede emplearse, por ejemplo, un LED con una máscara, que genere un patrón de rayas o puntos en el objeto iluminado.

#### Breve descripción de las ilustraciones

A continuación, la presente invención se explicará mediante los ejemplos de realización representados en los dibujos. En estos se ilustra:

25 Figura 1 una representación esquemática del sistema de cámara dental según la presente invención con una cámara dental y una unidad de evaluación;

Figura 2 una vista en perspectiva de la cámara dental desde la parte inferior;

Figura 3 una sección longitudinal a través de una sección del cabezal de la cámara dental;

30 Figura 4 una vista en perspectiva de una matriz de microlentes dispuesta delante de un convertidor de imágenes de la cámara dental;

Figura 5 una representación esquemática de la óptica plenóptica empleada en la cámara dental según la presente invención.

#### Descripción de las formas de realización preferidas

35 La figura 1 muestra un sistema de cámara dental, designado en total con el 10, con una cámara dental 12 y una unidad de evaluación 14.

La cámara dental 12 presenta una carcasa 16 que se extiende sustancialmente a lo largo de un eje longitudinal y comprende una sección de empuñadura 18, con la cual el médico examinador guía la cámara dental 12. En el extremo distal de la carcasa 16, desde el punto de vista del médico, se dispone una sección de cabezal 20 que está diseñado de forma más delgada que la sección de empuñadura 18 y se inserta en la boca de un paciente.

40 Como puede observarse en la figura 2, en el extremo de la sección de cabezal 20 está dispuesta una ventana de entrada 22, que puede ser alineada en el sentido de un objeto a detectar, por ejemplo, un diente, al ubicar y girar la cámara dental 12. Alrededor de la ventana de entrada 22, están dispuestos varios dispositivos de iluminación 24a a 24d, los cuales a continuación serán descritos en detalle.

45 Para activar diversas funciones, la sección de empuñadura 18 presenta, además, de forma diametralmente opuesta al eje longitudinal de la cámara dental 12, un interruptor de imagen fija 26 y un interruptor de selección de modo 28 como un interruptor de accionamiento.

50 Como se muestra en la figura 3, dentro de la carcasa 16 está dispuesta una placa 30 que se extiende a lo largo del eje longitudinal. En esta placa 30, está dispuesto en el área detrás de la ventana de entrada 22 un convertidor de imágenes 32, que está conectado eléctricamente a través de la placa 30 a un módulo de control y comunicación 34, a través del cual la cámara dental 12 está conectada a la unidad de evaluación 14 a través de, por ejemplo, Wifi.

Alrededor del convertidor de imágenes 32, también están dispuestos directamente sobre la placa 30 los dispositivos de iluminación 24a a 24d, cuyos dos dispositivos de iluminación 24a y 24b en forma de LEDs pueden observarse en

la sección longitudinal respectivamente detrás de las ventanas de salida 25a y 25b. Los dispositivos de iluminación 24a a 24d también están conectados eléctricamente al módulo de control y comunicación 34, que puede encender y apagar los dispositivos de iluminación 24a a 24d por separado.

5 Los sistemas eléctricos de la cámara dental 12 son alimentados con energía por un dispositivo de acumulación de energía no mostrado en la sección de empuñadura 18.

10 Como puede observarse también en la figura 3, el convertidor de imágenes 32 dispone como lente plenóptica 33 de una matriz de lentes 36 que presenta varias lentes 38 dispuestas una junto a la otra en forma de cuadrícula. La óptica plenóptica 33 comprende además diafragmas con abertura fija, no mostradas, que corresponden a las lentes individuales 38 de la matriz de lentes 36. Para este propósito, puede encapsularse una máscara de apertura de un material opaco en una especie de sistema de capa compacta en la matriz de lentes 36 producida sustancialmente a partir de un material transparente.

15 Como se puede observarse desde la vista en perspectiva en la figura 4, las lentes individuales 38, aquí designadas como lentes de filtro 40, presentan un efecto de filtro diferente de las otras lentes 38, lo que se representa esquemáticamente por medio de una correspondiente coloración de las lentes de filtro 40. Este efecto de filtro puede lograrse por recubrimiento, teñido o dotado de las lentes de filtro individuales 40 o puede realizarse conforme a la máscara de diafragma por medio de una máscara de filtro, que esté encapsulada en la matriz de lentes 36.

20 La unidad de evaluación 14 expuesta aquí como una PC convencional, como lo muestra la figura 1, está en comunicación con el módulo de control y comunicación 34 de la cámara dental 12 a través de un módulo de comunicación 42, de modo que los datos de imágenes capturados por el convertidor de imágenes 32 se transmiten eventualmente a la unidad de evaluación 14 con la ayuda de métodos de compresión adecuados.

25 La unidad de evaluación 14 mostrada aquí comprende además un teclado 44 como dispositivo de entrada, no obstante, también es posible prever dispositivos de entrada especialmente optimizados para su uso en un sistema de cámara dental 10 que le hagan disponible al usuario sólo algunos pocos controles de entrada esenciales. La unidad de evaluación 14 recibe otras señales de entrada desde el interruptor de imagen fija 26 y el interruptor de selección de modo 28 de la cámara dental 12, cuyo estado de operación, al igual que los datos de imágenes, se transmiten a través de la conexión de comunicación.

30 Finalmente, la unidad de evaluación 14 presenta una pantalla auto-estereoscópica 46 como un dispositivo de visualización 3D. Las pantallas auto-estereoscópicas 46 son conocidas en el estado actual de la tecnología y pueden mostrar diferentes representaciones 48a, 48b al emplear, por ejemplo, una máscara de lente cilíndrica para las diferentes direcciones de visión del ojo izquierdo y derecho.

35 El sistema de cámara dental 10 funciona de la siguiente manera: Como puede observarse a partir de la figura 5, la trayectoria del haz de la óptica 33, debido a la matriz de lentes anterior 36, está subdividida en varios canales de reproducción de imágenes 50 dispuestos uno junto al otro, cada uno de los cuales comprende su propio sistema óptico convencional. Un área de detección 52 del convertidor de imágenes 32 también está dividida en varias áreas de conversión de imágenes 54.

40 La extensión de imagen b entre la superficie de detección 52 y la matriz de lentes 36, así como la longitud focal f de las lentes 36 están seleccionadas de tal manera que se forme un plano de un objeto 53 nítido (aquí de 12 mm a modo de ejemplo) sobre la superficie de detección 50 a una distancia de trabajo habitual para cámaras dentales. Durante una captura con la cámara dental 12, se detectan entonces simultáneamente diferentes imágenes 56 del objeto 53 en las áreas del convertidor de imágenes 54 para los diferentes canales de reproducción de imágenes 50, por lo que difieren ligeramente las respectivas posiciones del observador y sentidos de visualización de acuerdo con la posición del canal de reproducción de imágenes 50 de canal de reproducción de imágenes 50 a canal de reproducción de imágenes 50.

45 Con la ayuda del módulo de control y comunicación 34, se transmiten las imágenes individuales 56 capturadas por el convertidor de imágenes 32 a la unidad de evaluación 14. En esta se procesa un algoritmo de evaluación plenóptico, el cual sobre la base de las diversas imágenes 56 determina el campo de luz 4D.

A partir de este campo de luz 4D, la unidad de evaluación 14 genera dos representaciones completas 48a, 48b del objeto 53, cada una con una perspectiva del observador diferente para el ojo izquierdo y el derecho, y las muestra en la pantalla auto-estereoscópica 46.

50 Además, la unidad de evaluación 14 puede calcular las representaciones 48a, 48b con diferentes distancias del objeto del campo de luz 4D y seleccionar una a partir de estas representaciones o en la pantalla 3D dos representaciones nítidas 48a, 48b. Como criterio de evaluación para la selección, se utiliza para este propósito, por ejemplo, en una subárea central 60 de las representaciones 48a, 48b, un método de medición de contraste de borde, que por medio de un análisis de frecuencia evalúa el contraste y el espesor de los bordes en las representaciones 48a, 48b. A través de un método de optimización que varía la distancia del objeto calculatorio de las representaciones 48a, 48b y emplea el resultado del método de medición de contraste de borde como una

variable a optimizar, entonces la unidad de evaluación 14 ofrece una función de enfoque automático después de realizarse la captura real.

5 Las representaciones 48a, 48b son actualizadas en tiempo real, de modo que en la pantalla 46 en cada caso se visualiza directamente el objeto 53 detectado por la cámara dental 12. Al operar el interruptor de imagen fija 26, el usuario puede activar una función de imagen fija de modo que las representaciones mostradas en ese momento 48a, 48b se visualicen hasta nuevo aviso y, si es necesario, sean archivadas.

10 Por medio del interruptor de selección de modo 28, el sistema de cámara dental 10 puede pasar a un modo de medición 3D. En este modo de funcionamiento, se activa un algoritmo de evaluación de profundidad con cuya ayuda a partir del campo de luz 4D se obtiene, muestra y/o archiva información de profundidad, como, por ejemplo, el perfil de mordida de un diente capturado. Para colaborar con el algoritmo de evaluación de profundidad, se activa el dispositivo de iluminación 24b, el cual con la ayuda de una rejilla de apertura 62 genera sobre el objeto 53 un patrón de cuadrícula.

15 Otro modo de funcionamiento que puede ser activado por medio del interruptor de selección de modo 28 es un modo de detección de fluorescencia en el que, para generar luz de estimulación, el dispositivo de iluminación 24a, se activa aquí en la forma de un LED UV. La luz de estimulación generada de este modo sirve para estimular la fluorescencia en bacterias de caries, de modo que se emita luz fluorescente que cae a través de la ventana de entrada 22 sobre la matriz de lentes 36. Allí, en las lentes de filtro 40, se filtran en gran medida todos los componentes de luz, excepto la luz fluorescente de la trayectoria del haz, de modo que en los correspondientes canales de representación de imágenes 50 sólo se detecta la luz fluorescente. Entonces un algoritmo de evaluación de fluorescencia sólo considera las imágenes 56 que correspondan a las lentes de filtro 40. De esta forma, pueden mostrarse de forma localizada una caries. Con la ayuda de un modo de pulso de los dispositivos de iluminación 24a a 24d y una evaluación correspondiente de las imágenes 56 correspondientes a las otras lentes 38, se calculan y visualizan prácticamente a tiempo real las representaciones a todo color 48a, 48b del objeto 53, en las que se representa, por ejemplo, con falso color una caries detectada mediante la medición de fluorescencia.

25 En una variación de la matriz de lentes mostrada 36 con una disposición de cuadrícula rectangular de las lentes 38, éstas también pueden estar dispuestas, por ejemplo, en un patrón hexagonal.

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema de cámara dental (10) para generar una representación de un objeto (53), donde el sistema de cámara dental presenta:
- 5 a) Una cámara dental (12) que presenta una carcasa (16), una óptica (33) dispuesta en su interior y un convertidor de imágenes (32), y
- b) Una unidad de evaluación (14) que trabaja junto con el convertidor de imágenes (32) para detectar el objeto (53), donde
- c) La óptica (33) es una óptica plenóptica que está ajustada para determinar un campo de luz 4D al detectar el objeto (53),
- 10 d) La unidad de evaluación (14) está ajustada para calcular al menos una representación (48a, 48b) del objeto (53) detectado en el campo de luz 4D,
- e) La óptica (33) presenta una matriz (36) de elementos ópticos (38, 40) que subdividen la trayectoria del haz de la óptica (33) en múltiples canales de reproducción de imágenes (52) dispuestos uno al lado del otro, cuyos campos de visión se superponen parcialmente,
- 15 f) La matriz de elementos ópticos (38, 40) es una matriz de lentes (36) que comprende varios lentes (38, 40), mientras que cada lente (38, 40) corresponde a uno de los canales de reproducción de imágenes (52), y
- g) Las lentes (36, 40) de la matriz de lentes (36) son las únicas lentes (36, 40) de la óptica (33), caracterizado porque,
- h) La cámara dental (12) es una cámara intraoral (12), y
- 20 i) Lentes individuales (36, 40) o grupos de lentes de la matriz de lentes (36) presentan una fuerza de refracción diferente de las otras lentes (36, 40).
2. Sistema de cámara dental según la reivindicación 1, caracterizado porque los canales de reproducción de imágenes (50) comprenden un primer grupo de canales de reproducción de imágenes y un segundo grupo de canales de reproducción de imágenes y porque en la trayectoria del haz de los canales de reproducción de imagen del primer grupo, en cada caso, hay dispuesto un filtro (40) con un primer efecto de filtro y en la trayectoria del haz de los canales de reproducción de imágenes del segundo grupo, no hay dispuesto ningún filtro o un filtro con un segundo efecto de filtro, que es diferente al primer efecto de filtro.
- 25 3. Sistema de cámara dental según la reivindicación 2, caracterizado porque al menos un filtro (40) con el primer efecto de filtro se forma por medio de una lente (40) de la matriz de lentes (36).
- 30 4. Sistema de cámara dental según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la óptica plenóptica (33) está diseñada como óptica plenóptica enfocada (33).
5. Sistema de cámara dental según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la unidad de evaluación (14) está ajustada para calcular a partir del campo de luz 4D representaciones (48a, 48b) del objeto (53) con diferentes distancias de objeto.
- 35 6. Sistema de cámara dental según la reivindicación 5, caracterizado porque la unidad de evaluación (14) está ajustada para seleccionar automáticamente una representación (48a, 48b) a partir de las representaciones (48a, 48b) con diferentes extensiones de objetos con referencia a al menos un criterio de evaluación predefinible.
7. Sistema de cámara dental según la reivindicación 6, caracterizado porque al menos un criterio de evaluación comprende un resultado de una medición de contraste en al menos una subárea (60) de las representaciones (48a, 48b).
- 40 8. Sistema de cámara dental según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la unidad de evaluación (14) está ajustada para calcular a partir del campo de luz 4D representaciones (48a, 48b) del objeto (53) con diferente perspectiva del observador.
9. Sistema de cámara dental según la reivindicación 8, caracterizado porque la unidad de evaluación (14) presenta un dispositivo de visualización en 3D, en particular, una pantalla auto-estereoscópica (46), y esté ajustada para mostrar el objeto (53) detectado de forma tridimensional al emplear al menos dos de las representaciones (48a, 48b) con diferente perspectiva del observador.
- 45



10. Sistema de cámara dental según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la unidad de evaluación (14) está ajustada para medir el objeto (53) tridimensionalmente con la ayuda del campo de luz 4D.

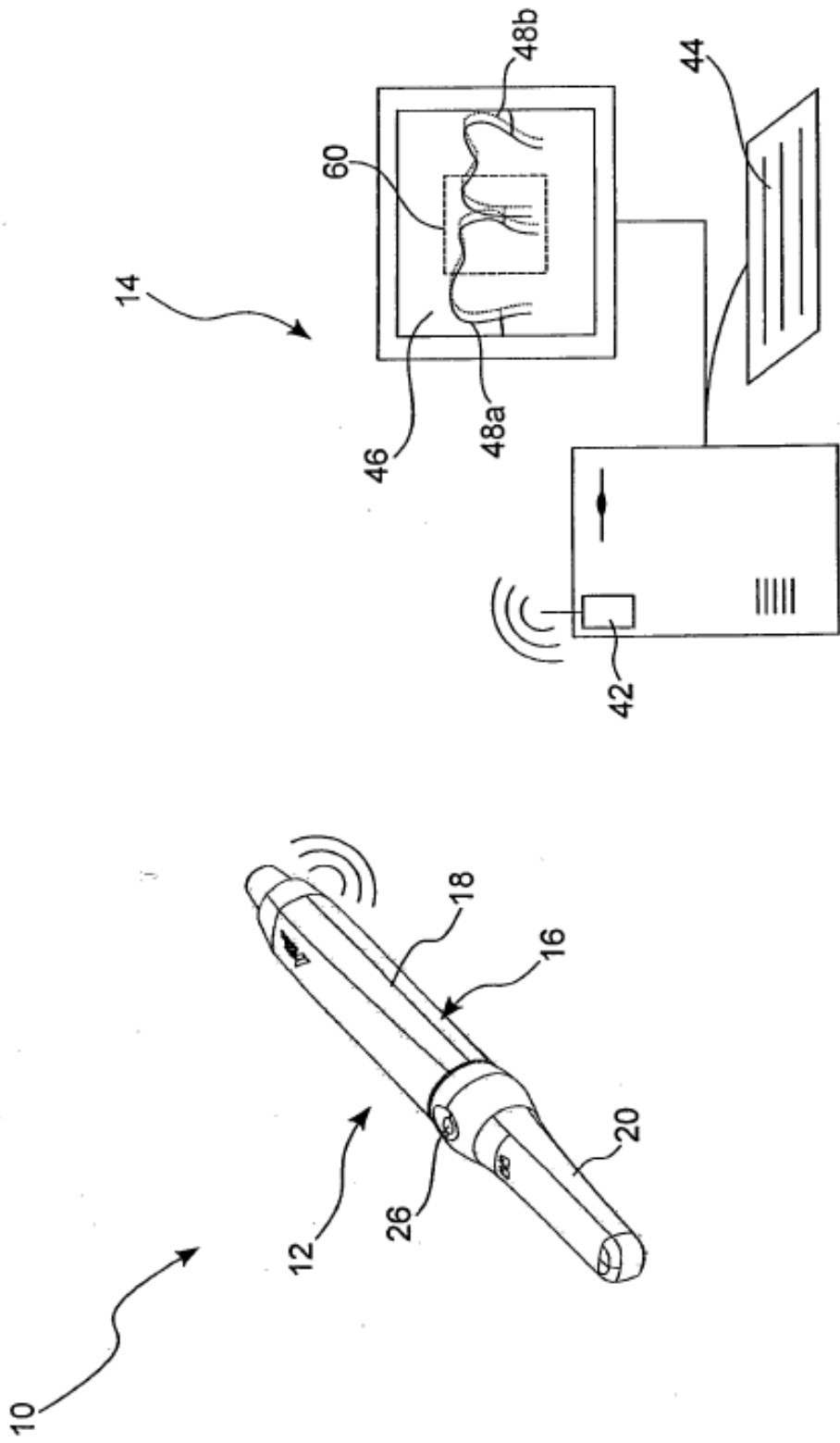


Fig. 1

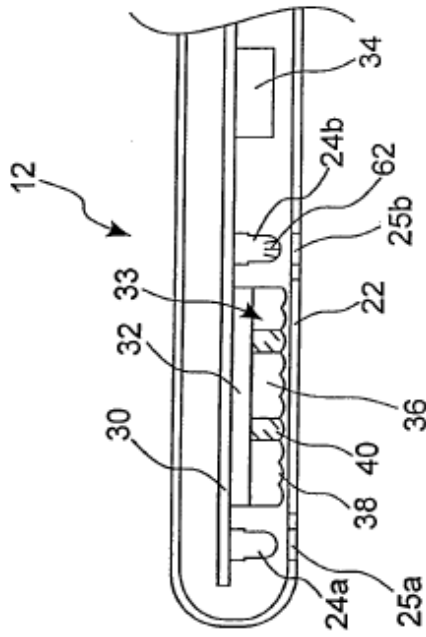


Fig. 3

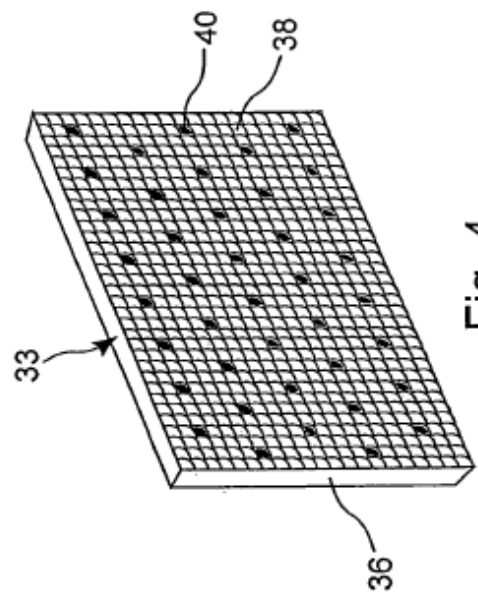


Fig. 4

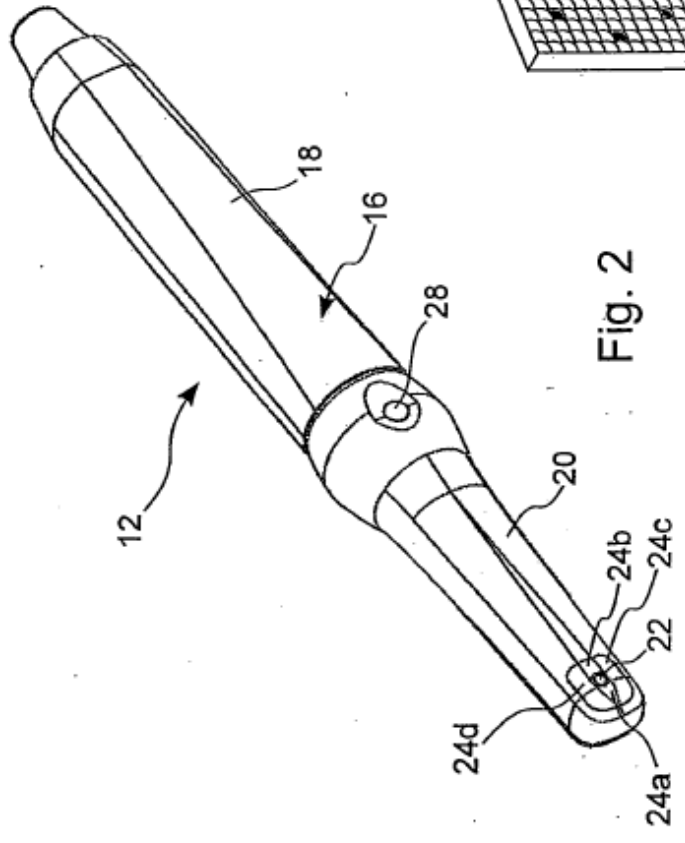


Fig. 2

